

Document made available under the Patent Cooperation Treaty (PCT)

International application number: PCT/JP04/019365

International filing date: 24 December 2004 (24.12.2004)

Document type: Certified copy of priority document

Document details: Country/Office: JP
Number: 2004-060143
Filing date: 04 March 2004 (04.03.2004)

Date of receipt at the International Bureau: 24 March 2005 (24.03.2005)

Remark: Priority document submitted or transmitted to the International Bureau in compliance with Rule 17.1(a) or (b)



World Intellectual Property Organization (WIPO) - Geneva, Switzerland
Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle (OMPI) - Genève, Suisse

PCT/JP2004/019365

28.12.2004

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 4 年 3 月 4 日
Date of Application:

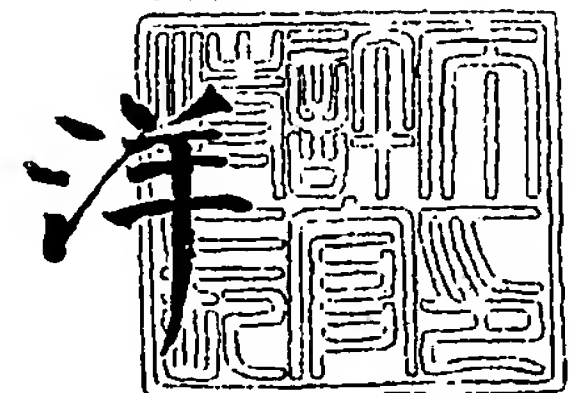
出 願 番 号 特 願 2 0 0 4 - 0 6 0 1 4 3
Application Number:
[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 4 - 0 6 0 1 4 3]

出 願 人 株式会社日立メディコ
Applicant(s):

2 0 0 5 年 3 月 1 0 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

小 川



出証番号 出証特 2 0 0 5 - 3 0 1 1 5 7 2

【書類名】 特許願
【整理番号】 NT04P0207
【提出日】 平成16年 3月 4日
【あて先】 特許庁長官 殿
【国際特許分類】 A61B 5/055
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目 2 8 0 番地 株式会社日立製作所
 中央研究所内
 【氏名】 谷口 陽
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目 2 8 0 番地 株式会社日立製作所
 中央研究所内
 【氏名】 黒川 眞次
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目 2 8 0 番地 株式会社日立製作所
 中央研究所内
 【氏名】 越智 久晃
【特許出願人】
 【識別番号】 000005108
 【氏名又は名称】 株式会社日立製作所
【特許出願人】
 【識別番号】 000153498
 【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ
【代理人】
 【識別番号】 100068504
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 小川 勝男
 【電話番号】 03-3537-1621
【選任した代理人】
 【識別番号】 100086656
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 田中 恭助
 【電話番号】 03-3537-1621
【手数料の表示】
 【予納台帳番号】 081423
 【納付金額】 21,000円
【提出物件の目録】
 【物件名】 特許請求の範囲 1
 【物件名】 明細書 1
 【物件名】 図面 1
 【物件名】 要約書 1

【書類名】 特許請求の範囲**【請求項 1】**

静磁場の中に置かれた生体に、高周波磁場、傾斜磁場を印加して、前記生体から発生する磁気共鳴信号を検出するパルスシーケンスを制御する制御装置と、前記信号を処理する演算装置とを有し、前記制御装置は、(1) ラジアルスキャンを実施するパルスシーケンスの制御と、(2) 前記パルスシーケンスを複数回実行して画像用エコーを収集する制御と、(3) 前記パルスシーケンスを複数回実行して k 空間上で前記画像用エコーの間に位置するリファレンスエコーを収集する制御とを行い、前記演算装置は、(1) 前記画像用エコーと前記リファレンスエコーを複数のグループに分割する処理と、(2) 前記リファレンスエコーとその前後に位置する前記画像用エコーを用いて推定係数を求める処理と、(3) 前記推定係数を用いて k 空間上で前記画像用エコーの間に位置する未計測のエコーを推定する処理とを行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記リファレンスエコーは、前記複数のグループの各々の中心に 1 個ずつ位置するよう計測されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記演算装置は、前記画像用エコーと前記リファレンスエコーの各々を複数のパートに分割して処理するよう構成したことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、分割される前記パートの数がほぼ 7 個であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記リファレンスエコーの数が、ほぼ 8 であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【書類名】明細書

【発明の名称】磁気共鳴イメージング装置

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴イメージング技術に関する。

【背景技術】

【0002】

核磁気共鳴イメージング(MRI)装置は、被検体を横切る任意の平面内の水素原子核に核磁気共鳴を起こさせ、発生する核磁気共鳴信号からその平面内における断層像を得る医用画像診断装置である。一般的には、被検体の断層像を得ようとする平面を特定するスライス傾斜磁場を印加すると同時にその平面内の磁化を励起させる励起パルスを与え、これにより励起された磁化が収束する段階で発生する核磁気共鳴信号(エコー)を得る。磁化に位置情報を与えるため、励起からエコーを得るまでの間に、断層面内で互いに垂直な方向の位相エンコード傾斜磁場とリードアウト傾斜磁場を印加する。計測されたエコーは、横軸を k_x 、縦軸を k_y とする k 空間に配置され、逆フーリエ変換によって画像再構成が行われる。

【0003】

エコーを発生させるためのパルスと各傾斜磁場は、あらかじめ設定されたパルスシーケンスに基づいて印加されるようになっている。このパルスシーケンスは、目的に応じて種々のものが知られている。例えば、グラディエントエコー(GE)タイプ的高速撮影法は、そのパルスシーケンスを繰り返して作動させ、繰り返しごとに位相エンコード傾斜磁場を順次変化させることにより、1枚の断層像を得るために必要な数のエコーを順次計測していく方法である。

【0004】

図1の(A)に、GE系ラジアルスキャンのパルスシーケンスを示す(例えば、非特許文献1参照)。このパルスシーケンスの動作は、以下のとおりである。 z 方向のスライス傾斜磁場パルス201の印加とディフェーズ用傾斜磁場パルス204とリードアウト傾斜磁場パルス206は $-N_e/2$ から $N_e/2-1$ まで1ステップずつ、ともにプロトンの共鳴周波数 f_0 の磁化励起用高周波磁場(RF)パルス202を印加し、対象物体内のあるスライスのプロトンに核磁気共鳴現象を誘起する。そして、ディフェーズ用傾斜磁場パルス203、204、205を印加した後、リードアウト傾斜磁場パルス206、207を印加しながら核磁気共鳴信号(エコー)208を計測する。エコー計測後、リフェーズ傾斜磁場パルス209、210、211を印加して磁化の位相を戻し、次の励起に備える。

【0005】

以上の手順を、繰返し時間TRで N_e 回繰返し、 N_e 個のエコーを計測する。ディフェーズ用傾斜磁場パルス204、205、リードアウト傾斜磁場パルス206、207、リフェーズ傾斜磁場パルス209、210はそれぞれ、図1の(A)のように繰返しごとに強度が変化する。図のシーケンスの場合、ディフェーズ用傾斜磁場パルス204とリフェーズ傾斜磁場パルス209は $-N_e/2$ から $N_e/2-1$ まで、ディフェーズ用傾斜磁場パルス205とリフェーズ傾斜磁場パルス209は0から $-N_e/2$ を経て -1 まで、リードアウト傾斜磁場パルス206は $N_e/2$ から $-N_e/2-1$ まで、リードアウト傾斜磁場パルス207は0から $N_e/2$ を経て1までそれぞれ1ステップずつ変化する。

【0006】

計測された各エコーは、図1の(B)のように k 空間上に配置される。図には、 N_e が128の場合を例として示す。 k 空間上で1つのエコーは原点Oを通る1本のラインを占め、各エコーは回転方向に等間隔に配置される。となり合うエコーの角度の差 $\Delta\theta$ は π/N_e ラジアンである。

【0007】

この k 空間をグリッディングによって格子状の空間に変換した(例えば、非特許文献2参照)後、2次元逆フーリエ変換によって画像再構成が行われる。1画像当たりの撮影時

間は、TRとエコー数の積となる。例えば、 $TR = 4 \text{ ms}$ として128エコーで1枚の画像を再構成した場合、512ミリ秒である。

【0008】

画素数が $N \times N$ の画像を再構成するためには、通常、1エコー当たりのサンプル数とエコー数をともに N とする。エコー数を N よりも小さくした場合、撮影時間が短縮され、時間分解能が向上する。例えば、図1の(B)で奇数番目のエコーだけを計測した場合、エコー数は64となり、撮影時間は $1/2$ となる。

【0009】

【非特許文献1】E. Mark Haacke, et al.: "Magnetic Resonance Imaging - Physical Principles and Sequence Design", Wiley-Liss, pp.303-330, 1999

【0010】

【非特許文献2】Jackson JI, Meyer CH, Nishimura DG: Selection of a Convolution Function for Fourier Inversion Using Gridding, IEEE Trans. Med. Imaging, Vol. 10, No. 3, pp. 473-478, 1991

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

しかしながら、上述したような方法で時間分解能を向上させた場合には、空間分解能低下やアーチファクトの発生が見られる。この場合の k 空間は、図2のようになる。図において、点線215は該当するエコーを計測していないことを示す。図1の(B)と比較して k 空間上のサンプル点が不足しているため、再構成画像の空間分解能低下やアーチファクトの発生が見られることになる。すなわち、時間分解能向上のためにエコー数を減らすと、アーチファクトが発生して画質が低下する問題を有する。

【0012】

本発明の目的は、エコー数の不足したラジアルスキャンで発生するアーチファクトを効率良く抑制し得る磁気共鳴イメージング装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記目的を達成するために、本発明は、未計測のエコーのうち一部だけをリファレンスとして計測し、リファレンスと隣り合うエコーから推定係数を求め、未計測のエコーを推定係数を用いて推定することを基本構成とする。

【0014】

以下、本発明の代表的な構成例を述べる。

【0015】

本発明の磁気共鳴イメージング装置は、静磁場の中に置かれた生体に、高周波磁場、傾斜磁場を印加して、前記生体から発生する磁気共鳴信号を検出するパルスシーケンスを制御する制御装置と、前記信号を処理する演算装置とを有し、前記制御装置は、(1)ラジアルスキャンを実施するパルスシーケンスの制御と、(2)前記パルスシーケンスを複数回実行して画像用エコーを収集する制御と、(3)前記パルスシーケンスを複数回実行して k 空間上で前記画像用エコーの間に位置するリファレンスエコーを収集する制御とを行い、前記演算装置は、(1)前記画像用エコーと前記リファレンスエコーを複数のグループに分割する処理と、(2)前記リファレンスエコーとその前後に位置する前記画像用エコーを用いて推定係数を求める処理と、(3)前記推定係数を用いて k 空間上で前記画像用エコーの間に位置する未計測のエコーを推定する処理とを行うことを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、リファレンスとして計測するエコーが未計測のエコーのうち一部だけであるため、撮影時間がほとんど増加せず、また、リファレンスを用いて推定係数を求めるため、リファレンスを用いない単純なデータ補完と比較して未計測のエコーを精度よく推定できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、本発明の実施例について、図面を参照して詳述する。

【0018】

図3は、磁気共鳴イメージング装置の概略構成を示すブロック図である。図3において、101は静磁場を発生するマグネット、102は傾斜磁場を発生するコイル、103は被検体（例えば、生体）であり、被検体103はマグネット101の発生する静磁場空間内に設置される。また、シーケンサ104は、傾斜磁場電源105と高周波磁場発生器106に命令を送り、それぞれ傾斜磁場および高周波磁場を発生させる。高周波磁場は、プローブ107を通じて検査対象103に印加される。検査対象103から発生した信号はプローブ107によって受波され、受信器108で検波が行われる。検波の基準とする核磁気共鳴周波数（以下、検波基準周波数と記す。）は、シーケンサ104によりセットされる。検波された信号は計算機109に送られ、ここで画像再構成などの信号処理が行われる。その結果は、ディスプレイ110に表示される。必要に応じて、記憶媒体111に検波された信号や測定条件を記憶させることもできる。また、静磁場空間内にはシーケンサ104に接続された心電計114があり、被検体103の心電波形を計測することができる。計測された心電波形は、シーケンサ104に取り込まれる。また、静磁場均一度を調整する必要があるときは、シムコイル112を使う。シムコイル112は複数のチャネルからなり、シム電源113により電流が供給される。静磁場均一度調整時には各シムコイルに流れる電流をシーケンサ104により制御する。シーケンサ104は、シム電源113に命令を送り、静磁場不均一を補正するような付加的な磁場をコイル112より発生させる。

【0019】

なお、シーケンサ104は、通常、予めプログラムされたタイミング、強度で各装置が動作するように制御を行う。上記プログラムのうち、特に、高周波磁場、傾斜磁場、信号受信のタイミングや強度を記述したものはパルスシーケンスと呼ばれている。

【0020】

本実施例では、パルスシーケンスとして、図1に示すGE系のシーケンスを使用する。このパルスシーケンスのTRは4ms、繰返し回数は従来の繰返し回数64回に加えて、リファレンス用の8回を加えて計72回とし、72個のエコーを計測する。エコーのk空間配置は、図4に示す実線のとおりである。

【0021】

図4で、実線で示したエコーのうち、太い線のエコー213はリファレンス用エコーである。このエコーを用いて推定係数を求め、点線で示した未計測のエコー212を推定する。推定後のエコーは全部で128個になる。この手順を、図6のフローチャートに従って説明する。

まず、未計測エコー212を含む128個のエコーを17個のエコーを含む8つのグループに分割する（ステップ401）。図5に示すように、グループの境界のエコーは隣接する2つのグループに含まれるようにする。図5では、1番目のグループ301と2番目のグループ302の境界にあるエコー214が両方のグループに含まれている。また、リファレンスエコー213は、各グループの中心に1個ずつ位置するように計測されているものとする。

【0022】

次に、各グループで未計測エコー212を推定するための推定係数 $A = [a_1, a_2]$ を、リファレンスエコーR（行ベクトル）とその前後の2個のエコーS1、S2（それぞれ列ベクトル）を用いて、以下の（1）式により求める（ステップ402）。

【0023】

$$A = RS^{-1} \quad \dots \dots \dots (1)$$

ここで、 $S = [S1, S2]^T$ （ a^T はaの転置行列）、 S^{-1} はSのpseudo inverse（擬似行列）である。

【0024】

次に、ブロックごとにこの推定係数Aを用いて未計測のエコーを、以下の(2)式で推定する(ステップ403)。

【0025】

$$S_u = A S' \quad \dots \dots \dots (2)$$

ここで、 S_u は未計測エコー、 $S' = [S'_1, S'_2]^T$ であり、 S'_1 と S'_2 は S_u の前後のエコーである。

【0026】

以上の処理において、各エコーは、図5に点線303で示すように、ほぼ等間隔に N_p 個のパートに分割されて処理される。図には、 $N_p = 3$ の場合を示した。エコーを分割することにより、1個のエコー全体を用いて処理を行うよりも精度の良い推定結果が得られる。分割される最適なパートの数は、通常、ほぼ7個程度である。エコーのサンプリング数が129個の場合、例えば18、18、18、21、18、18、18からなるパートに分割するのが良い。

【0027】

また、リファレンスエコーの数は、8以上とするのが良い。例えば、リファレンスエコーの数を4とした場合、 k 空間は4個のグループに分割され、1個のグループが占める θ の範囲は、 $360^\circ / 4 = 90^\circ$ となる。この場合、1個の推定係数で 90° の広範囲に含まれるエコーを推定しなければならず、十分な精度の推定結果が得られない。これに対して、リファレンスエコーの数を8以上にした場合には、1個の推定係数で推定するエコーの範囲は、 45° 以下になり、ほぼ十分な精度の推定結果が得られる。ただし、推定精度は、リファレンスエコーの数を多くするほどよくなるが、計測時間がその分長くなるため、通常は、リファレンスエコーの数をほぼ8程度とするのが最も効果的である。

【0028】

最後に、計測したエコーと以上の処理によって推定された未計測のエコーを組合せてグリッドニングをした後、逆フーリエ変換によって画像を再構成する(ステップ404)。

【0029】

図7に、以上の処理を実際に適用した結果を示す。64個のエコーと8個のリファレンスエコーを計測し、56個の未計測エコーを推定した。エコーのサンプリング点数は129であり、各エコーを7個のパートに分割して推定処理を行った。

【0030】

図7のAは、それぞれ本発明の処理結果の画像、Bは、計測した64個のエコーのみを用いて再構成した結果の画像、Cは、128個のエコーを計測して再構成した結果の画像である。図7Bは、エコーが少ないため背景に放射状のアーチファクトが多数見られる。これに対して、図7Aでは、放射状のアーチファクトがほとんど見えなくなり、画質が大幅に向上した。その結果、図7Cに示す128個すべてのエコーを計測した場合とほぼ同等の画質が得られた。

【0031】

以上のように、本発明によれば、リファレンスとして追加計測した少数のエコーを用いて精度の良い未計測エコーの推定ができるため、撮影時間をほとんど延長することなくアーチファクトを抑制することが可能な磁気共鳴イメージング装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図1】従来のGE系ラジアルスキュンのパルスシーケンスと k 空間を説明する図。

【図2】従来のラジアルスキュンの k 空間を説明する図。

【図3】本発明が適用される核磁気共鳴イメージング装置の構成例を示す図。

【図4】本発明の一実施例におけるラジアルスキュンの k 空間を説明する図。

【図5】本発明の一実施例における未計測エコー推定の際のエコー配置を説明する図。

。

【図6】本発明の一実施例における未計測エコー推定のためのフローチャートを示す

図。

【図 7】本発明の一実施例による未計測エコー推定結果を示す図。

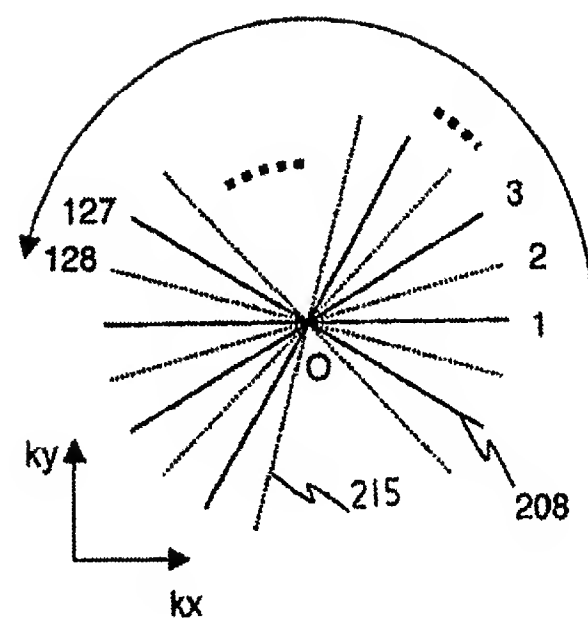
【符号の説明】

【0033】

101…静磁場を発生するマグネット、102…傾斜磁場コイル、103…被検体、104…シーケンサ、105…傾斜磁場電源、106…高周波磁場発生器、107…プローブ、108…受信器、109…計算機、110…ディスプレイ、111…記憶媒体、112…シムコイル、113…シム電源、114…心電計、115…検査者、116…ベッド、117…ケーブル、118…スイッチ、201…スライス傾斜磁場パルス、202…磁化励起用高周波磁場パルス、203…位相エンコード傾斜磁場パルス、206、207…リードアウト傾斜磁場パルス、208…エコー、209～211…リフェーズ傾斜磁場パルス、212…未計測エコー、213…リファレンス用エコー、214…グループの境界にあるエコー、302…グループ、303…パート分割線。

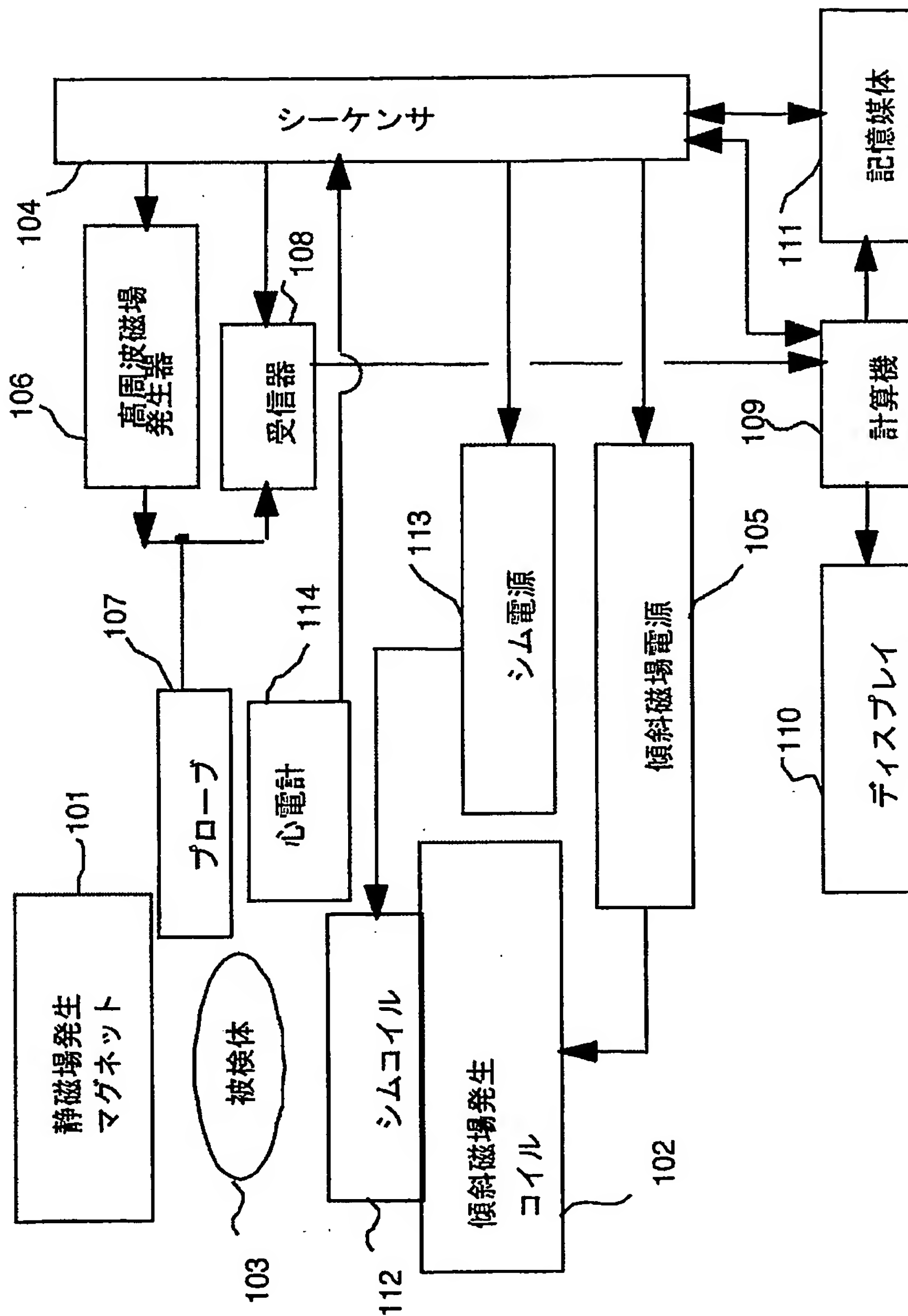
【図 2】

図 2



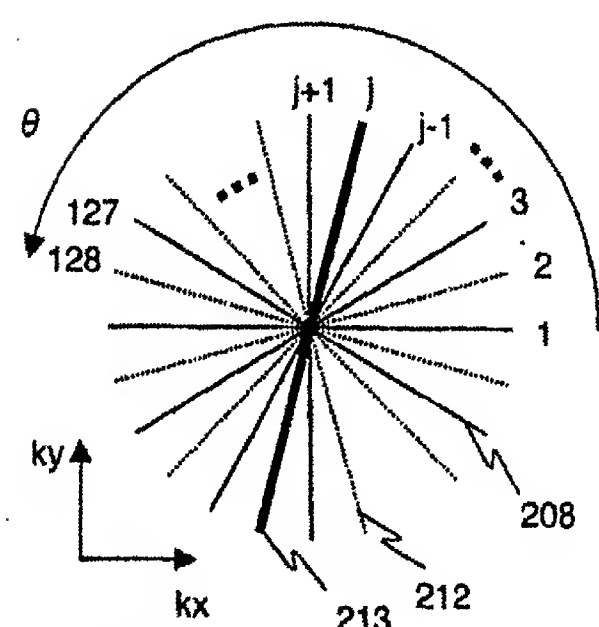
【図3】

図3



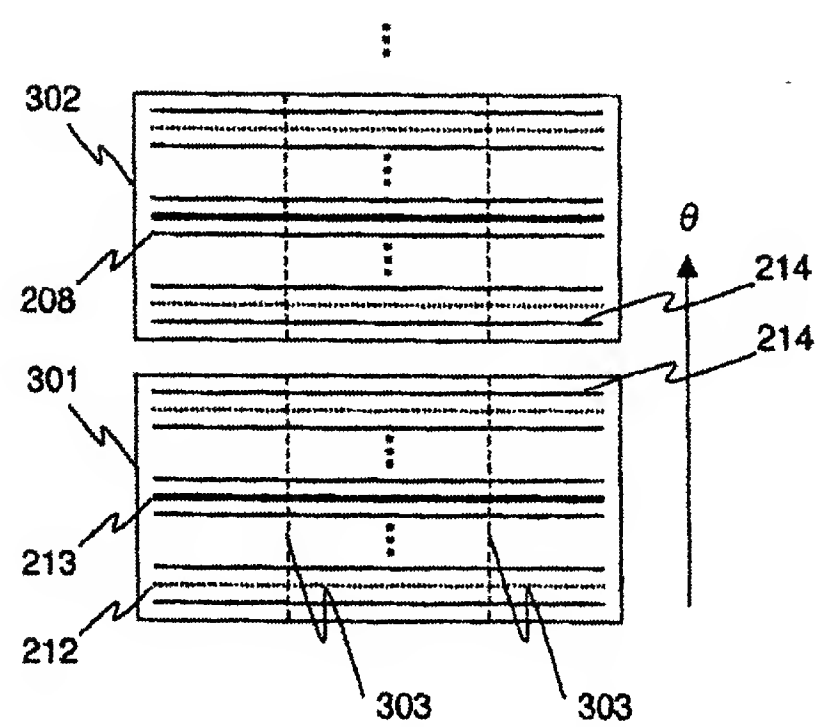
【図4】

図4



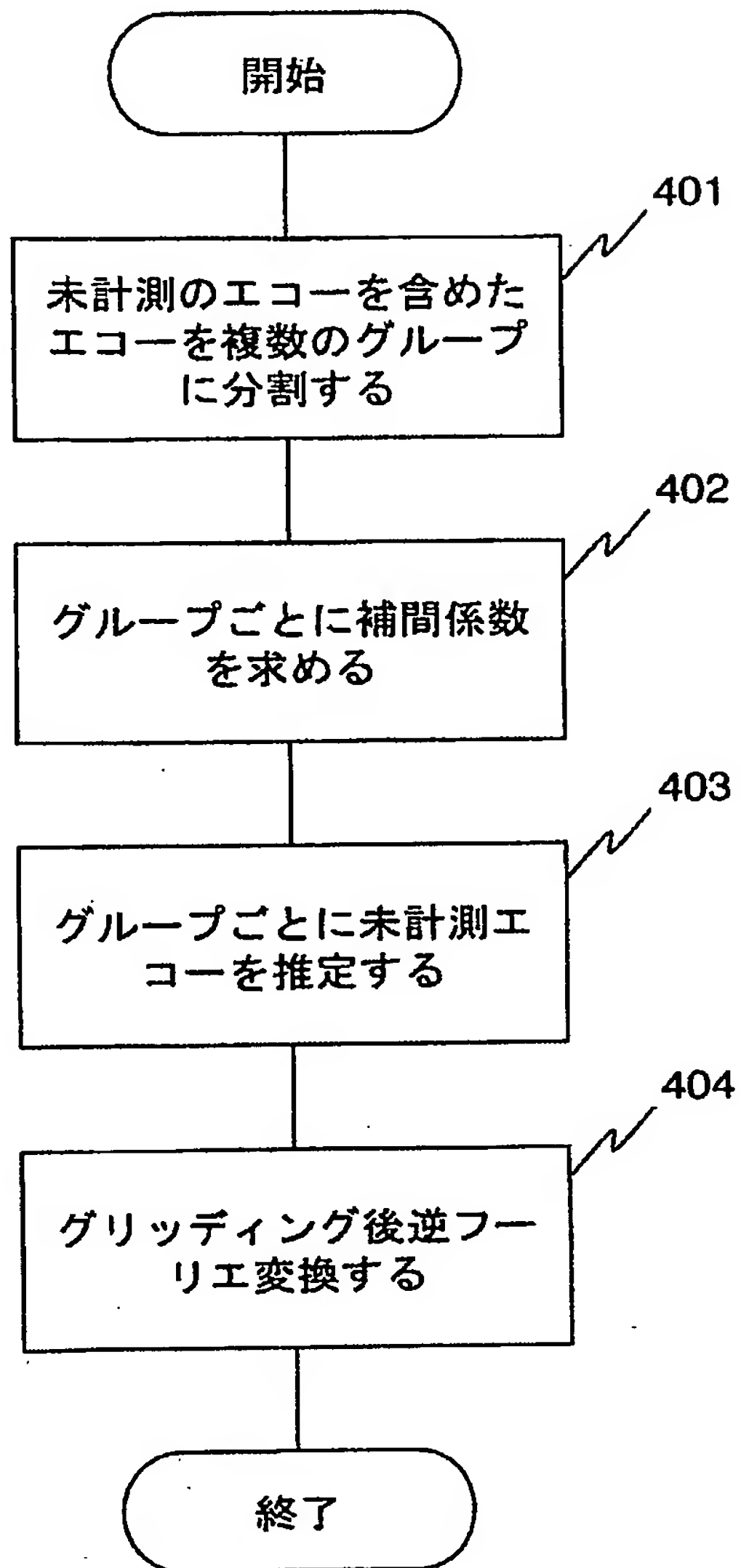
【図5】

図5



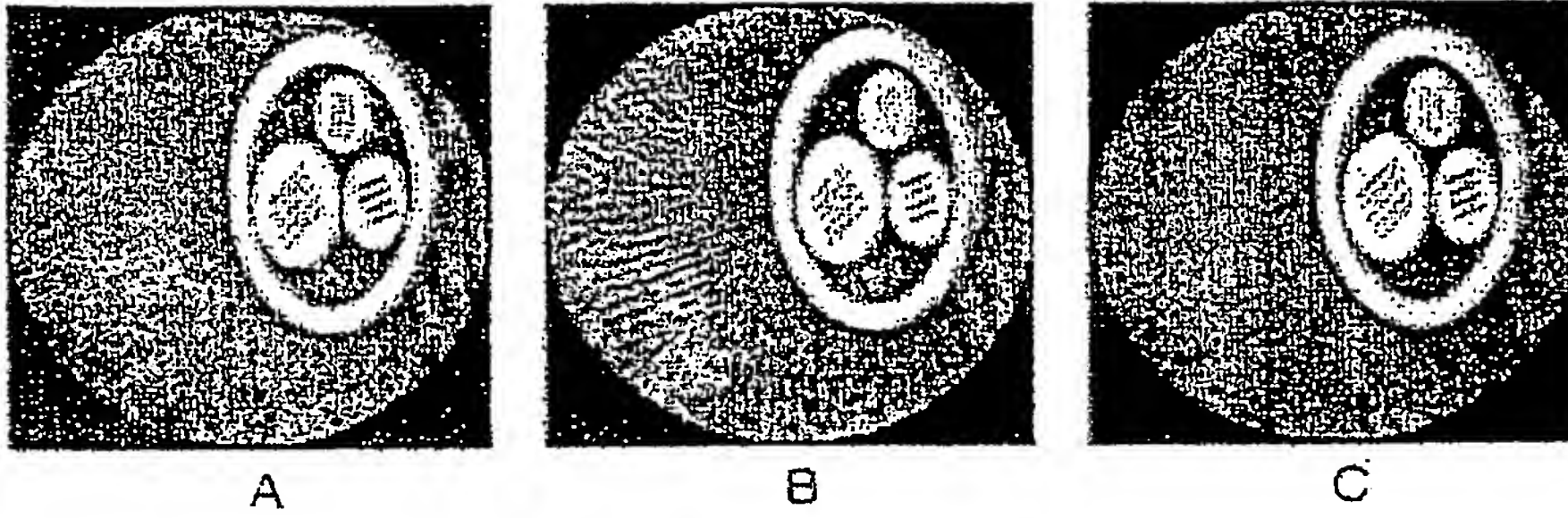
【図 6】

図 6



【図7】

図7



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】

エコー数の不足したラジアルスキャンで発生するアーチファクトを効率良く抑制し得る磁気共鳴イメージング装置を提供する。

【解決手段】

未計測のエコーのうち一部だけをリファレンス用エコー 213 として計測し、リファレンスエコー 213 と隣り合うエコー 208 から推定係数を求め、未計測エコー 212 を推定係数を用いて推定するよう構成されている。

【選択図】 図 5

【書類名】 出願人名義変更届
【整理番号】 NT04P0207
【提出日】 平成16年12月15日
【あて先】 特許庁長官 殿
【事件の表示】
 【出願番号】 特願2004- 60143
【承継人】
 【識別番号】 000153498
 【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ
【承継人代理人】
 【識別番号】 100068504
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 小川 勝男
【手数料の表示】
 【予納台帳番号】 081423
 【納付金額】 4,200円
【提出物件の目録】
 【物件名】 権利の承継を証明する書面 1
 【援用の表示】 特願 2 0 0 3 - 4 1 7 4 3 6
 【包括委任状番号】 9003094
 【包括委任状番号】 9102622

特願 2004-060143

出願人履歴情報

識別番号 [000005108]

1. 変更年月日 1990年 8月31日
[変更理由] 新規登録
住所 東京都千代田区神田駿河台4丁目6番地
氏名 株式会社日立製作所
2. 変更年月日 2004年 9月 8日
[変更理由] 住所変更
住所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
氏名 株式会社日立製作所

特願 2 0 0 4 - 0 6 0 1 4 3

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 1 5 3 4 9 8]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 1 0 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 1 4 号

氏 名

株式会社日立メディコ